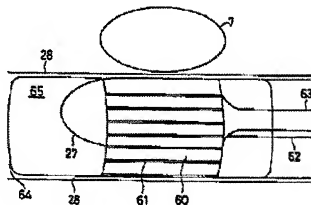


**ULTRASONIC THERAPEUTIC DEVICE****Publication number:** JP11313832**Publication date:** 1999-11-16**Inventor:** AIDA SATOSHI; SHIBATA MARIKO; FUJIMOTO KATSUHIKO; ISHIBASHI YOSHIHARU; SUZUKI TAKUJI; SATO KOZO; ITO AYAO**Applicant:** TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO**Classification:****- international:** A61B17/22; A61B8/00; A61B18/00; A61B17/22; A61B8/00; A61B18/00; (IPC1-7): A61B17/22; A61B8/00; A61B17/36**- European:****Application number:** JP19990084164 19990326**Priority number(s):** JP19990084164 19990326; JP19920043603 19920228

Report a data error here

**Abstract of JP11313832**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To prevent a therapeutic omission from causing tumor tissue to survive without being heated to the exterminating temperature and such inconvenience as to exterminate even a normal cell by excessive heating. **SOLUTION:** A plurality of temperature sensors 60 and intensity sensors 61 are arranged along the outer periphery of a body cavity probe 27 inserted in the body cavity of a testee. On the basis of each detection output from the temperature sensors 60 and intensity sensors 61, the ultrasonic irradiation condition of the body cavity probe 27 is controlled so that the temperature of a part irradiated with ultrasonic wave is the specified temperature. The temperature of the part irradiated with ultrasonic wave can therefore be always kept to the temperature of exterminating tumor tissue, and a therapeutic omission and excessive heating can be prevented.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

特開平11-313832

(43) 公開日 平成11年(1999)11月16日

(51) Int.Cl.<sup>5</sup>  
A 6 1 B 17/22 3 3 0  
8/00  
17/36 3 3 0

F I  
A 6 1 B 17/22 3 3 0  
8/00  
17/36 3 3 0

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平11-84164  
(62) 分割の表示 特願平4-242886の分割  
(22) 出願日 平成4年(1992)9月11日  
  
(31) 優先権主張番号 特願平4-43603  
(32) 優先日 平4(1992)2月28日  
(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 00003078  
株式会社社東芝  
神奈川県川崎市幸区堀川町72番地  
(72) 発明者 相田 聡  
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1 株式会社  
社東芝総合研究所内  
(72) 発明者 柴田 真理子  
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1 株式会社  
社東芝総合研究所内  
(72) 発明者 藤本 克彦  
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1 株式会社  
社東芝総合研究所内  
(74) 代理人 弁理士 三好 秀和 (外7名)

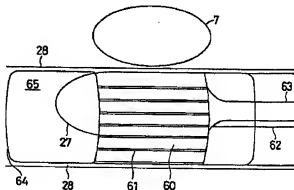
最終頁に続く

## (54) 【発明の名称】 超音波治療装置

## (57) 【要約】

【課題】 超音波加温治療において、腫瘍組織が死滅温度まで加温されずに生き残ってしまう治療漏れや、過剰に加熱して正常細胞までも死滅させてしまうような不都合を防止する。

【解決手段】 被検体の体腔内に挿入される体腔内プロープ27の外周に沿って複数の温度センサ60及び強度センサ61を設ける。そして、この温度センサ60及び強度センサ61からの各検出出力に基づいて、超音波が照射される部位の温度が所定の温度となるように体腔内プロープ27の超音波の照射条件を制御する。これにより、超音波が照射される部位の温度を、腫瘍組織が死滅する温度に常時一定に保つことができ、前記治療漏れや過剰加熱を防止することができる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体の体腔内に挿入され、該被検体の所定部位に超音波を照射する体腔内プローブと、前記体腔内プローブに設けられ、該体腔内プローブから照射された超音波の強度を検出する強度センサと、前記体腔内プローブに設けられ、該体腔内プローブからの超音波が照射される部位の温度を検出する温度センサと、前記強度センサ及び温度センサからの各検出力に基づいて、超音波が照射される部位の温度が所定の温度となるように、前記体腔内プローブの超音波の照射条件を制御する制御手段とを有することを特徴とする超音波治療装置。

【請求項2】 前記強度センサ及び/又は温度センサは、前記体腔内プローブの外周に沿って複数設けられていることを特徴とする請求項1記載の超音波治療装置。

【請求項3】 所定の液体で満たされており、前記体腔内プローブの外周に沿って設けられる液体収納袋を有することを特徴とする請求項1又は請求項2記載の超音波治療装置。

【請求項4】 前記液体収納袋には、前記体腔内プローブを冷却するための冷却水が収納されており、前記液体収納袋に接続され、該液体収納袋内の冷却水を循環させる冷却水循環手段を有することを特徴とする請求項1乃至請求項3のうち、いずれか1項記載の超音波治療装置。

【請求項5】 被検体外に設けられ、被検体に対して静磁場を印加する静磁場コイルと、被検体外に設けられ、被検体に対して勾配磁場を印加する勾配磁場コイルと、前記体腔内プローブに設けられ、前記静磁場及び勾配磁場が印加された被検体に、前記静磁場及び勾配磁場が印加された被検体に、前記体腔内コイルからの所定の高周波磁場が印加されることで発生する共鳴信号を検出する共鳴信号検出手段と、前記共鳴信号検出手段からの検出力に基づいて核磁気共鳴画像を形成する核磁気共鳴画像形成手段とを有することを特徴とする請求項1乃至請求項4のうち、いずれか1項記載の超音波治療装置。

【請求項6】 前記静磁場コイル及び勾配磁場コイルは、所定の大きさの開口孔を有することを特徴とする請求項5記載の超音波治療装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は超音波を使用し生体内の腫瘍などを治療する超音波治療装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 近年、結石症の治療に体外から強力超音波を照射し、無侵襲的に結石を破碎する結石破碎装置が

実用化され、注目されている。強力超音波源には、水中放電方式、電磁誘導方式、微小爆発方式、ピエゾ素子を用いる方式等が考えられ、それぞれ短所と長所を有している。ピエゾ素子を用いる方法は、強力超音波焦点の圧力が小さいという短所はあるが、小焦点、消耗品がない、強力超音波強度を任意にコントロールできる、複数のピエゾ素子にかけた駆動波形を位相制御することにより焦点位置をコントロールできる等、優れた長所がある（特開昭60-145131、USP-4526168）。また、駆動波形を位相制御することにより、焦点の形状を変化させることもできる（特開昭62-42773）。

【0003】一方、悪性新生物、いわゆる癌の治療技術の一つとして、温熱治療法（ハイパーサーミア）が注目されるようになってきた。これは、腫瘍組織が正常組織と比べて温度感受性が高く、42.5℃以上に加熱されると死滅することを利用したものであり、腫瘍部位を局所的に加熱する方法が特に有効である。

【0004】加熱の方法としては、マイクロ波等の電磁波を用いる方法が先行しているが、これは、生体の電気的特性により深部の腫瘍を選択的に加熱することは難しく、治療成績の良好な例は表在性（深さ5cm以内）の腫瘍の場合に限られている。

【0005】そこで、深部腫瘍の治療には超音波の様な音響エネルギーを利用する方法が考えられている。これは、超音波ビームの集束性と、到達深度が深いという特徴を利用するものである。また、上記の加熱治療法を進めて、腫瘍部分を80℃以上に加熱し、腫瘍組織を焼き殺すという治療法も報告されている（特願平3-306106号）。

【0006】超音波による加熱方法には、球面状の超音波放射面を持つ複数の超音波振動子を組み合わせた超音波トランスデューサ、あるいはリング型の超音波振動子を同心円状に配置したアニュラーレイ超音波トランスデューサを用いるものが提案されている。特に、アニュラーレイ超音波トランスデューサを用いると、焦点の深さを可変することができる。

【0007】更に、一歩進めて、焦点を3次元的に変化させることのできるフェーズドアレイも、提案されている（USP-4526168）。また、結石破碎装置と加熱・加熱装置を一体化して構成した物も提案されている（特願平3-306106）。

【0008】以上のような、加熱・加熱装置については、ピエゾ方式の特徴である小焦点を利用して、患部を万遍なく加熱・加熱する方法も提案されている（特開昭61-209643）。

## 【0009】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、従来の超音波治療装置は、腫瘍部を加熱する際にはその温度を知ることができなかったため、治療漏れや過剰に加熱する問題が

あった。

【0010】本発明は、上述の課題に鑑みてなされたものであり、腫瘍部の温度を検出して治療条件を可変すること、治療漏れや過剰に加熱する不都合を防止することができるような超音波治療装置の提供を目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明に係る超音波治療装置は、上述の課題を解決するための手段として、被検体の体内に挿入され、該被検体の所定部位に超音波を照射する体内プローブと、前記体内プローブに設けられ、該体内プローブから照射された超音波の強度を検出する強度センサと、前記体内プローブに設けられ、該体内プローブからの超音波が照射される部位の温度を検出する温度センサと、前記強度センサ及び温度センサからの各検出出力に基づいて、超音波が照射される部位の温度が一定となるように、前記体内プローブの超音波の照射条件を制御する制御手段とを有する。

【0012】このような本発明に係る超音波治療装置は、制御手段が、それぞれ体内プローブに設けられた強度センサ及び温度センサからの各検出出力に基づいて、超音波が照射される部位の温度が所定の温度となるように、前記体内プローブの超音波の照射条件を制御する。

【0013】これにより、腫瘍組織が死滅温度まで加温されずに生き残ってしまう治療漏れや、過剰に加熱して正常細胞までも死滅させてしまうような不都合を防止することができ、的確に治療を行うことができる。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波治療装置の好ましい実施の形態を図面に基いて説明する。

【0015】〔第1の実施の形態〕まず、図1は本発明の第1の実施の形態となる超音波治療装置のブロック図である。この図1において、当該超音波治療装置は、「超音波治療部」及び「位置決め用のCT部」を有している。

【0016】超音波治療部は、治療用強力超音波を照射する1つまたは複数が組み合わされた球面形状の超音波振動子2と、強力超音波を患者3まで導くカップリング液4と、該カップリング液4を密閉保持する水袋5よりなる超音波アプリーケータ1を有する。

【0017】治療の際には、この超音波アプリーケータ1を体表に乗せ、水袋5を図示しない超音波ゼリー等で患者3の皮膚に接触させる。そして焦点6を腫瘍7に一致させてから駆動回路8で超音波振動子2を駆動して強力超音波を照射し、焦点6と一致した治療部位を高周波に治療する。

【0018】当該第1の実施の形態の超音波治療装置では、位置決め用のCT部としてMRIを用いている。このMRIでは、患者3は電動テーブル8上に仰臥位にセットされ、静磁場コイル9と勾配磁場用コイル10と送

受信用RFコイル11が内蔵されている撮像用のガントリ（図示せず）内に送り込まれる。この時、制御回路12のコントロールによりテーブル移動装置13はテーブル8を移動させ、患者3を所定位置（Aポジション）に固定する。

【0019】次に制御回路12は勾配磁場電源14、送受信回路15をコンソール16より指示した所定のシーケンス（例えばT2強調撮像法）に則り起動し、患者3体内のマルチプレーンの画像情報を、図示しないメモリに記憶する。この3次元情報は制御回路12によりCRT17上に例えばワイヤフレームを用いた疑似3次元表示のような任意の形で表示し、これをフリーズしておく。

【0020】ここで操作者は治療部位である腫瘍7を含む体内の画像を見ながら、コンソール16より治療計画を入力する。ここで、治療計画とは焦点6の決定方法や超音波の照射強度・時間・インターバルなどを言う。

【0021】そして治療開始をコンソール16から指示すると、制御回路12はテーブル8を移動させ患者3を治療ポジション（Bポジション）に移動する。移動が完了すると、制御回路12がメカニカルアーム18を制御し治療位置までアプリーケータ1を移動させる。

【0022】この時強力超音波の焦点6の体内での位置は、メカニカルアーム18の各所に取り付けられたポテンシオメータ（図示せず）等から構成されるアプリーケータ位置検出装置19からの信号と、予め計測しておいたMRI装置とメカニカルアーム18との取付け位置の情報より制御回路12が計算し、CRT17のMRI画像上に表示する。

【0023】また、単に焦点だけでなく、超音波の入射経路を併せて表示することもでき、途中の骨などの影響を考慮した治療計画を立てる上でも用と考える。焦点6の位置と当初決定した治療計画の焦点位置との一致状態をチェックし制御回路12が超音波照射の開始を駆動回路8に指示し、治療が開始される。

【0024】次に、治療の中間・あるいは終了と思われる時点で超音波の照射を停止し、アプリーケータ1を患者3から取り除き、患者をAポジションに移動させ治療の進行状況を観察する。これは、前記動作と同様に行なわれ、腫瘍7周囲のMRI画像を撮像し、生体の変化を調べると。

【0025】ここで、治療前にメモリ上に記憶しておいたT2強調画像のデータと今回のデータをサブトラクションすると熱変性領域が明瞭に確認でき、治療が十分に行なわれたのか、あるいは不十分で再治療が必要かを判断できる。またこれは当初から治療計画に盛り込んで、所定治療時間おきに自動的に撮像することも可能である。

【0026】当初の治療計画が終了し、しかもMRIによる治療効果判定で十分治療が完了したと判断できる状

況になったら、操作者は治療を終了する。この時制御回路12は治療条件の履歴をメモリから呼び出し、治療記録をCRT17あるいはプリンタ20から出力できる。

【0027】また、特開昭61-154667号公報にも記載されているように、温度変化又は熱変性により超音波画像上に変化が表れることは実験で確認されており、これを用いた治療効果判定も可能である。

【0028】このようにして、第1の実施の形態では、3次元情報より腫瘍形状を正確に認識しながら、鋭く集束された強力超音波により腫瘍を高温にできるため、患者にとって低侵襲でかつ効果的に腫瘍を高温変性により壊死させる。また変性領域を認識しながら治療できるため、腫瘍全体をうまく治療でき、治療漏れによる再発や転移等のリスクを低減できる。更に、生体や体腔内プローブへ過剰な強さの強力超音波をかけたり、過剰に加熱したりすることによる損傷を防ぎ、安全な治療を行うことができる。

【0029】また、MRIによって撮影された腫瘍組織の3次元形状を認識しながら超音波治療を行なえるので、容易かつ正確な治療が可能になる。また、治療後の状態をMRIに撮影すれば、治療効果を即時に知ることができる。なお、この例では3次元画像形成装置としてMRIを用いたが、X線CTスキャナを用いてもよい。

【0030】〔第2の実施の形態〕図2は本発明の第2の実施の形態の構成を示すブロック図である。本実施の形態では治療用の強力超音波の発射源としてフェーズドアレイを用いた。

【0031】アプリケーション1aは図3に示すように円形平板の超音波振動子を径方向・周方向に分割した形状を有し、中央には超音波断層画像用の超音波プローブ201が前後・回転移動可能に取り付けである。駆動回路群8aは分割した超音波振動子の個数のチャンネルに分かれており、制御回路12からの信号により位相制御回路204で遅延を与えられた独立のタイミング信号により駆動される。これより超音波の焦点は図3の6a、6bに示すように3次元的に任意の場所に設定できる。

【0032】なお、この遅延時間制御による焦点位置の移動操作は、「USP-4526168」に詳述されている。この際、アプリケーション位置検出装置19は単にアプリケーション1aの全体の位置だけでなく超音波プローブ201の相対位置を検出し制御回路12と超音波画像装置202にデータを送る。また制御回路12からも超音波画像装置202にフェーズドアレイによる設定焦点位置の情報が送られる。このため超音波画像装置202には治療中もリアルタイムで治療部位である腫瘍7の状況と焦点6の位置を表示することが可能である。

【0033】またCRT17上には図4に示すように、アプリケーション1a装着前のMRIのフリーズイメージ401上に、現在超音波プローブ201で走査している断層位置402と治療用超音波の焦点領域403と治療用

超音波の入射経路404とを重ねて表示することができる。

【0034】また本実施の形態ではMRIの静磁場コイル9と勾配磁場用コイル10をヘルムホルツ形状とし中央に作業孔203を設けた。また、アプリケーション1は非磁性体で構成されている。従って送受信用RFコイル11の向きを調整すれば、上方（または下方）から患者3の位置を変えることなく、直接アプリケーション1を装着することが可能である。これにより前記第1の実施の形態で行なっているような患者3の出し入れをする必要がなく、治療と観察の時間ズレやその間での患者3の動きのリスクを少なくできる。

【0035】更に、3次元情報により体内の患部の形状を正確に認識し、あらかじめ治療計画を立てることができるため、障害物の影響等を考慮でき、治療漏れや危険な箇所への衝撃波照射を避けることができるうえ、衝撃波照射が治療計画に従って行われているかを監視しながら治療を進めることができ、誤照射等の危険を低減することができる。

【0036】〔第3の実施の形態〕次に、図5は本発明の第3の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【0037】同図において、超音波発生源31は、複数のビエゾ素子を凹面をなすように球殻状に配列しており、水袋32を介して患者3とカップリングされる。超音波発生源31の中心には、腫瘍34の超音波画像を描出するための超音波プローブ36が付設されている。この超音波プローブ36は、前後方向へのスライドと回転移動が可能に構成され、超音波画像診断装置38に接続されている。

【0038】駆動回路40は、ビエゾ素子を駆動して患者3の3体の腫瘍34に超音波を照射させるものである。

【0039】この例では、前記第2の実施の形態と同様にフェーズドアレイタイプのビエゾ素子を用いて所望する部位に超音波を照射している。従って、複数の駆動回路40の駆動タイミングを複数のディレイ回路43によって制御することにより、アプリケーションを移動させずに焦点位置や音場、加熱・加熱領域を操作することができる。

【0040】駆動回路40および駆動用トリガパルス発生回路44は、制御回路42によって制御される。すなわち、加熱・加熱時は、一定電圧のバースト信号を連続的に出力させる。このとき電源回路41により駆動回路に電源を供給する。なお、駆動回路40および駆動用トリガパルス発生回路44の構成については「特願平3-306106」に詳説されている。

【0041】また、制御回路42は任意位置におかれた焦点35、音場領域および加熱・加熱領域を求め、これらの情報をデジタルスキャンコンバータ39（以下、DSC39）に出力する。

【0042】DSC39は、超音波画像診断装置38で生成された超音波画像上に治療モード情報やフェーズドアレイにおける仮想焦点35、音場領域および加熱・加熱領域を重ねるものであり、重ねられた画像は、CRT37に表示される。また、加熱領域、加熱領域は、焦点位置や形状等を流体力学式や生体の熱吸収係数等により、近似的に計算できる。

【0043】CRT37には、超音波画像からの情報により患者の体内の腫瘍の3次元像46を計算により合成し表示してもよい。これらの計算は、制御回路42により行われる。また、体内の腫瘍の3次元像は、MRIやX線CTスキャナを用いて撮影してもよい。

【0044】図6は、CRT37に表示される画面の一例であり、患者の体内の腫瘍の3次元像を示している。腫瘍は、例えば図6(a)のような等間隔の断面をCRT37上に映し、図6(b)のように画像上の腫瘍34の輪郭の情報を画像データ入力装置45に読み込ませ、制御回路42における積分計算により合成した3次元像を再びCRT37上に表示させる。この方法は、「特開昭61-209643」に詳説されている。また、腫瘍の輪郭の情報は、ライトペン49を用いてCRT37上から入力してもよい。

【0045】3次元像46上には、制御回路42によって計算された、照射によって加熱・加温された箇所48が明示される。この時、結石破砕時と加熱時及び加熱時の色はそれぞれ異なる。このため、過剰に加熱・加温するという誤操作を引き起こすことはない。

【0046】さらに、腫瘍と超音波プローブの位置関係を明確にするため、3次元画像上にはXYZ軸47が表示される。また、3次元像作成のために、図7のようにCRT37上に表示された腫瘍の縦、横、高さのそれぞれの最大径を画像データ入力装置45により入力し、腫瘍とはほぼ同様な大きさの楕円体を制御回路42により積分計算し、3次元像としてCRT37に表示させてもよい。

【0047】図8、9は、キャビテーションの影響によるエネルギーの損失が少なくなるように加熱・加熱時の連続照射の際のそれぞれの焦点位置をなるべく離れたところの照射位置の順番を示している。

【0048】まず、図8(a)、(b)のように腫瘍を縦方向、横方向にそれぞれ $\Delta d1$ 、 $\Delta d2$ の厚さで区切る。この厚さは超音波が集束された時に十分に加熱・加温できる範囲で焦点サイズや生体の熱吸収係数を考慮した計算により決められる。

【0049】次に、各エリアに図9(c)に示す順番で照射していく。集束位置は、制御回路によってコントロールされる。この場合、焦点の動く範囲は図のような、焦点サイズより小さい8つの正方形からなる長方形で、腫瘍の輪郭が全くかからない部分には照射しない。このようにすれば、正常な組織を破壊することが少なくなる。

【0050】このように、本発明の第3の実施の形態では、焦点位置をエリアに基づき、必ずしも連続でなく自由に移動させることにより、照射位置に関する自由な治療計画が可能になる。また、キャビテーションにより発生する気泡が強力超音波を反射することによる、強力超音波の焦点でのエネルギーの損失が少なくなるように焦点を移動制御することにより、無駄なエネルギーを使うことなく、効率よく加熱・加温でき、治療に要する時間が短くすることができる。また、上記の超音波画像上に照射によって加熱・加温された箇所が明示されるため、過剰に加熱・加温するという誤操作を引き起こすことはない。

【0051】従って、照射位置に関する自由な治療計画が可能になるので、安全で正確な治療が図れる。また、キャビテーションの影響による強力超音波の焦点でのエネルギーの損失が少なくなり、無駄なエネルギーを使うことなく、効率よく加熱・加温でき、治療に要する時間が短くなるので、患者に対する負担の軽減が図れるようになる。なお、焦点の移動は、超音波振動子を機械的に動かす事によっても可能である。

【0052】(第4の実施の形態)次に、本発明に係る第4の実施の形態について説明する。この例では、MRI装置のRFコイルとして体内内コイルを用いる。この例では静磁場コイル9(図2参照)をヘルムホルツ型、勾配磁場用コイル10をアンダーソン(Gx, Gy) & マクスウェル(Gz)とし、中央に作業孔203を設けた。従って、図10に示すように、体内内コイル11aを患者体内に挿入すれば上方(又は下方)から患者3の位置を変えることなく、アプリケーション1をメカニカルーム18(図2)により上下させるだけで直接装着することが可能である。これにより患者3をガントリから出し入れる必要がなく、治療と観察の時間ズレやその間での患者3の動きのリスクを少なくできる。

【0053】当初の治療計画が終了し、しかもMRIによる治療効果判定で十分治療が完了したと判断できた状況になったら、操作者は治療を終了する。この時制御回路12(図2)は治療条件の履歴をメモリから呼び出し、治療記録をCRT17あるいはプリンタ20から出力できる。

【0054】図11は、体内内プローブの説明図である。この例では、前立腺癌の治療のために直腸にプローブを挿入した場合を示している。体内内プローブ27は、内部の体腔内コイル11aと、側面に複数個の強力超音波の強度センサ61、温度センサ60と、プローブ27の本体の周りを液体で満たす水袋64と、プローブ27からの情報を制御回路12に伝えるケーブル63と、水袋64に液体を出し入れる注水ホース62とから構成される。

【0055】まず、体内内プローブ27を患者体内の腫瘍7(前立腺癌)の近傍で、強力超音波の通過する位置

にあるように、患者3の直腸内に挿入する。次に、プローブ27の表面を覆っている伸縮性に富む素材の水袋64に水回路66の制御により液体(水)65を満たし、強力超音波の通過する位置に気体が入らないようにする。本実施の形態では複数の強力超音波の強度センサ61(例えばPVDフイルム)と温度センサ60(例えば熱電対)は、水袋64の表面に装着されており、液体65に接触することなく、腸壁28に密着する構造になっている。また、複数のセンサ60、61はプローブ27の側面に均等に装着されているため、挿入時に特にプローブの向きを考える必要はない。

【0056】腫瘍7にアプリケーションから強力超音波が照射されると、複数の強力超音波強度センサ61と温度センサ60が、それぞれ位置での強力超音波強度と温度を計測する。この情報は制御回路12に送られる。制御回路12はあらかじめ記憶させてある最適値と複数のセンサからの情報の最大値との差を計算し、強力超音波の照射条件を変えることによりその差がなくなるように、位相制御回路204をコントロールする。

【0057】治療中、水袋64内の液体65は水回路66の制御により循環し、加熱による腸壁の損傷を防止するための冷却剤として働く。ここでは、前立腺癌の治療について説明したが、膀胱や子宮等の腫瘍についても同様に適用できる。

【0058】なお、この第4の実施の形態では、体内にプローブを使用する例を図2に示した実施の形態を適用して説明したが、これを図1に示す実施の形態に適用することも可能である。また、図1、2に示す静磁場コイル9と勾配磁場コイル10は、図12に示す静磁場コイル9aと勾配磁場コイル10aのように配置してもよい。

【0059】なお、この例では癌治療について説明したが、結石破壊にも用いられることは明らかである。また、CRT17上には図4に示すように、アプリケーション装着前のMRI17のフリーズイメージ401上に、現在超音波プローブ21で走査している断層位置402と治療用超音波の焦点領域403と治療用超音波の入射経路404とを重ねて表示することができる。

【0060】【第5の実施の形態】次に、本発明の第5の実施の形態について説明する。この実施の形態ではMRI装置によって被検体の3次元画像を得、治療部位の断層像を超音波画像として得るとともに、前記3次元画像からMR2次元画像を再構成する。そして、両画像を参照して診断に供するものである。なお、装置は図2に示したものと同一であるので、同図に基づいて説明する。

【0061】図2において、患者3は電動テーブル上に仰臥位置にセットされ、静磁場コイル9と勾配磁場用コイル10とRFコイル11が内蔵されている撮像用のガントリ(図示せず)内に制御回路12に制御されたデー

ブル移動装置13により送り込まれる。

【0062】次に制御回路12は勾配磁場電源14、送信受信回路15をコンソール16に指示した所定のシーケンス(例えばT2強調撮像法)により起動し、患者3体内の3次元の画像情報を、図示しないメモリ内に記憶する。この3次元情報は制御回路12により図13

(a)に示すように、CRT17上に例えばワイヤフレームを用いた疑似3次元表示のような任意の形で表示することもできる。

【0063】次に操作者は治療部位である腫瘍7を含む体内のMRI画像71を見ながら、コンソール16より治療計画を入力する。

【0064】ここで、治療計画とは焦点の走査方法・走査範囲や超音波の照射強度・時間・インターバルなどをいう。また、CRT17上には、単に焦点だけでなく、現在超音波プローブ201で走査している断層位置73と治療用超音波の焦点領域75と治療用超音波の入射経路74が表示でき、途中の骨などの影響を考慮した治療計画を立てる上でも有用と考えられる。更に、治療計画上の焦点の走査範囲72を図示したり、超音波の照射強度・時間・インターバル等も画面上に表示したりできる。治療中には、治療の進行状況が一目で分かるように、超音波が照射された箇所の色に変化する。

【0065】図13(b)は、超音波断層像とMRIの3次元画像データから現在の超音波と同じ断層像を再構成した像71aを並べて表示したものを示している。

【0066】ここで超音波プローブ201を動かしても再構成像71aが追従して表示されるため、術前に治療計画を立てた時に用いた画像データに対し、現在観察している超音波像の位置関係を正しく把握することができる。

【0067】また逆に、両画面間に大きな差異が現れた場合は、治療途中での患者の体の動きなどが予想されるため、再位置決めを行うことになる。これらの像にも、現在の焦点だけでなく、現在超音波プローブ201で走査している断層位置73と治療用超音波の焦点領域75と治療用超音波の入射経路74と、断層で見えた場合の治療計画上の焦点の走査範囲72aや超音波の照射強度・時間・インターバル等を画面上に表示できる。

【0068】また、再構成した像は、超音波断層像と同スケールであるが、拡大、縮小も可能である。図13(a)、(b)の画像を同時に表示することもできる。超音波画像及びMRI画像は必要に応じて色をつけたり、色を変えたりすることができる。これらの操作は、制御回路12での計算によって行われる。

【0069】焦点6の位置と当初決定した治療計画の焦点位置との一致状態をアプリケーション位置検出装置19と制御回路12がチェックし、制御回路12が超音波照射の開始を駆動回路8aに指示し、治療が開始される。

【0070】治療はあらかじめ決めておいた治療計画に

従って、制御回路12の制御のもとで、自動的に行われるが、手動でも可能である。手動で治療を行っている際に治療計画からはずれると警告音、画面表示等（図示せず）で知らされる。ただし、術者が必要と判断した際には、制御回路12に記憶された治療計画をコンソール16又は、ライトペン（不図示）からの入力により変更することができる。

【0071】また本実施の形態ではMRIのガントリの中央に作業孔203が設けられているので、送受信用RFコイル11の向きを調節すれば、上方（又は下方）から患者3の位置を変えることなく、直接アプリケーション1をメカニカルアーム18により上下させるだけで直接装着することが可能である。これにより患者3をガントリから出入れさせる必要がなく、治療と観察の時間ズレやその間の患者3の動きのリスクを少なくできる。また、MRI撮像部と強力超音波による治療部を分け、テーブル移動装置13によって患者を移動させてもよい。

【0072】当初の治療計画の中間・あるいは終了と思われる時点で超音波の照射を停止し、アプリケーション1を患者3から取り除き、治療の進行状況を観察する。これは、前記動作と同様に行われ、腫瘍7周囲のMRI画像を撮像し、生体の変化を調べる。ここで前記「作用」でも説明したように治療前にメモリ上に記憶しておいたT2強調画像のデータと今回のデータをサブトラクションする。この熱変性領域が明瞭に確認でき、治療が十分に行われたのか、あるいは不十分で再治療が必要かを判断できる。またこれは当初から治療計画に盛り込んで、所定治療時間おきに自動的に撮像することも可能である。

【0073】MRIによる治療効果判定で十分治療が完了したと判断できる状況になったら、操作者は治療を終了する。この時制御回路12は治療条件の履歴をメモリから呼び出し、治療記録をCRT17から出力できる。

【0074】ここで、送受信用RFコイルとして体腔内コイルを使用してもよい。また、超音波振動子にフェイズドアレイを用いたが、これはアンジュラーアレイでもよいし、アプリケーションを機械的に動かして焦点を移動させてもよい。

【0075】また、MRI装置の代わりにX線CTを用いてもよい。本実施の形態では腫瘍の治療について説明したが、これは、体内の結石を強力超音波で破壊治療する装置においても同様に適用できる。

【0076】

【発明の効果】本発明に係る超音波治療装置は、超音波が照射される部位の温度が所定の温度となるように体腔内プローブの超音波の照射条件を制御することができる。このため、腫瘍組織が死滅温度まで加温されずに生き残ってしまう治療漏れや、過剰に加熱して正常細胞までも死滅してしまうような不都合を防止することができる。的確な治療を可能とすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波治療装置のブロック図である。

【図2】本発明の第2の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【図3】第2の実施の形態におけるアプリケーションの模式図である。

【図4】CRTの表示例を示す図である。

【図5】本発明の第3の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【図6】計算によって作成された生体内の腫瘍の3次元画像を示す説明図である。

【図7】生体内の腫瘍の3次元画像の作成方法の1例を示す説明図である。

【図8】腫瘍画像の分割方法を示す説明図である。

【図9】超音波の照射順序を示す説明図である。

【図10】本発明の第4の実施の形態に係る腫瘍部及びその周辺を示す説明図である。

【図11】体腔内プローブとその周辺に付設された器具を示す説明図である。

【図12】患者のMRI装置の各コイルの位置関係を示す説明図である。

【図13】MRI画像と超音波画像の撮影領域を模式的に示す説明図である。

【符号の説明】

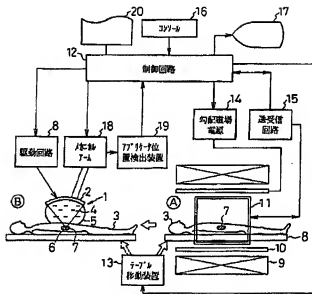
- 1 アプリケータ
- 2 超音波振動子
- 3 患者
- 4 カップリング液
- 5 水袋
- 6 焦点
- 7 腫瘍
- 8 駆動回路
- 9 静磁場コイル
- 10 勾配磁場コイル
- 11 RFコイル
- 12 制御回路
- 13 テーブル移動装置
- 14 勾配磁場電源
- 15 送受信回路
- 16 コンソール
- 17 CRT
- 18 メカニカルアーム
- 19 アプリケータ位置検出装置
- 20 プリンタ
- 21 体腔内プローブ
- 22 腸壁
- 31 強力超音波発生源
- 32 水袋
- 33 患者
- 34 腫瘍



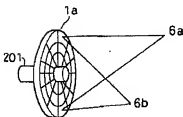
- 35 焦点
- 36 超音波プローブ
- 37 CRT
- 38 超音波画像診断装置
- 39 デジタルスキャンコンバータ
- 40 駆動回路
- 41 電源回路
- 42 制御回路
- 43 デイレイ回路
- 44 駆動用トリガパルス発生回路
- 45 画像データ入力装置
- 46 生体内の腫瘍の3次元画像
- 47 XYZ軸
- 48 加熱・加温された箇所
- 49 ライトペン
- 60 温度センサ

- 61 超音波強度センサ
- 64 水袋
- 65 水
- 71 MRI画像
- 72 走査範囲
- 73 断層位置
- 75 焦点領域
- 201 超音波プローブ
- 202 超音波画像装置
- 203 作業孔
- 204 位相制御回路
- 401 イメージ
- 402 断層位置
- 403 焦点領域
- 404 入射経路

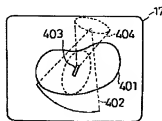
【図1】



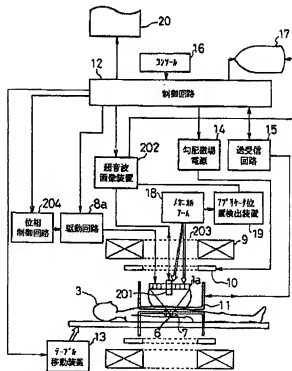
【図3】



【図4】

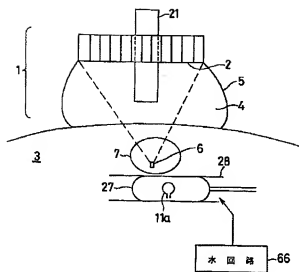


【図2】

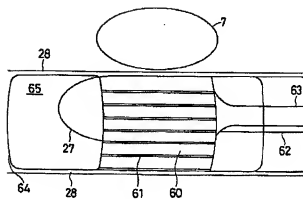




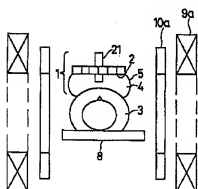
【図10】



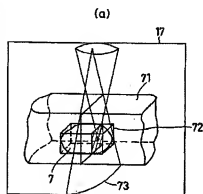
【図11】



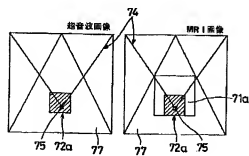
【図12】



【図13】



(b)



## フロントページの続き

(72)発明者 石橋 義治  
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1 株式会  
社東芝総合研究所内  
(72)発明者 鈴木 琢治  
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1 株式会  
社東芝総合研究所内

(72)発明者 佐藤 幸三  
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1 株式会  
社東芝総合研究所内  
(72)発明者 伊藤 阿耶雄  
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社  
東芝本社事務所内